

BREVET D'INVENTION

P.V. n° 916.267

N° 1.347.865

Classification internationale :

A 61 b

Perfectionnements aux appareils de diathermo-coagulation.

M. ALEXANDRE FUKS résidant en France (Seine).

Demandé le 22 novembre 1962, à 14^h 40^m, à Paris.

Délivré par arrêté du 25 novembre 1963.

(Bulletin officiel de la Propriété industrielle, n° 1 de 1964.)

(Brevet d'invention dont la délivrance a été ajournée en exécution de l'article 11, § 7, de la loi du 5 juillet 1844 modifiée par la loi du 7 avril 1902.)

La présente invention se rapporte aux appareils de diathermo-coagulation et plus particulièrement à ceux destinés aux coagulations dans les cavités.

Dans la pratique usuelle de la coagulation, par bistouri électrique par exemple, en chirurgie générale le praticien a la possibilité d'observer l'évolution de la coagulation et peut arrêter le processus au moment opportun.

Lorsque la diathermo-coagulation est pratiquée dans une cavité, le chirurgien perd en général la possibilité de l'observation directe et l'interruption de l'opération s'effectue dans des conditions aléatoires. Lorsqu'une électrode de coagulation est placée au contact d'un tissu, sous l'action d'un courant diathermique donné, il se forme autour de l'électrode un certain volume de coagulum dont les dimensions varient en sens inverse de l'intensité du courant. En d'autres termes, la profondeur de l'action coagulatoire tend à diminuer lorsque l'intensité du courant augmente, tandis que le temps nécessaire pour la coagulation varie en sens contraire; il faut donc prévoir une forte intensité et un temps d'application court lorsqu'on désire obtenir un petit volume de coagulum; une faible intensité et un temps d'application prolongé, lorsqu'on désire obtenir autour de la partie active de l'électrode un volume de coagulum important.

L'expérience récemment acquise en matière d'opérations en profondeur, plus particulièrement dans le domaine de certaines interventions neuro-chirurgicales, montre qu'il est extrêmement important que l'interruption du courant diathermique soit assurée à un moment opportun; si l'on coupe le courant trop tôt la coagulation reste imparfaite; dans le cas contraire il y a un risque de collage de l'électrode et de « charbonnage » des tissus: des tissus sains peuvent être arrachés avec danger d'hémorragie locale. Le problème ainsi posé est d'autant plus grave et difficile à résoudre que, d'après les indications résultant d'une étude expérimentale

systématique, la coagulation correspond à un brusque changement d'état des tissus, qui intervient d'une manière pratiquement instantanée, mais à des instants naturellement variables selon les conditions de l'opération (intensité du courant, surface active de l'électrode, texture et caractéristiques des tissus environnants, etc.).

La présente invention est basée sur la découverte du fait que ce changement d'état s'accompagne de l'émission d'une suite désordonnée d'impulsions irrégulières et très brèves de courant électrique et elle a pour objet de permettre, grâce à la détection de ces émissions, une interruption automatique du courant diathermique au moment précis où le coagulum est formé.

Un appareil de diathermo-coagulation suivant l'invention comporte donc, en combinaison avec un oscillateur y constituant de manière usuelle la source de courant diathermique

Un appareil de diathermo-coagulation suivant l'invention comporte donc, en combinaison avec un oscillateur y constituant de manière usuelle la source de courant diathermique, un moyen de blocage du fonctionnement dudit oscillateur et il est essentiellement caractérisé par un ensemble de détection adapté à détecter de manière sélective les impulsions de coagulation et à délivrer, en réponse à ces impulsions, un signal de déclenchement dudit moyen de blocage.

L'appareil comportant de manière usuelle une borne active et une borne indifférente, l'ensemble de détection comporte selon une forme préférée de réalisation, un transformateur de couplage sélectif disposé en amont et à proximité immédiate de ladite borne active, un détecteur et un amplificateur, les signaux détectés et amplifiés étant appliqués, en même temps qu'à un circuit de mise en forme, à un haut-parleur de contrôle acoustique.

L'expérience montre que la sélection est rendue possible grâce à la brièveté des impulsions carao-

[1.347.865]

téristiques de la coagulation. Ces impulsions contiennent en effet, de l'énergie à des fréquences d'un ordre de grandeur supérieur aux fréquences de travail habituellement utilisées en diathermo-coagulation; les fréquences de travail se situent en général, dans la gamme des ondes hectométriques, tandis que les impulsions de coagulation contiennent de l'énergie détectable dans la gamme des ondes métriques.

Les caractéristiques et avantages de l'invention ressortiront d'ailleurs de la description qui va suivre en référence aux dessins annexés dans lesquels :

La figure 1 est un schéma électrique d'un appareil suivant l'invention;

La figure 2 est une vue générale de l'appareil et d'un mode d'utilisation;

La figure 3 est un schéma relatif à la formation du coagulum autour d'une électrode;

La figure 4 est un diagramme représentant l'allure de deux enregistrements oscillographiques;

Les figures 5 et 6 montrent l'allure de deux photographies de coagulum obtenus dans des conditions différentes.

Suivant la forme de réalisation choisie et représentée sur la figure 1, un oscillateur indiqué schématiquement en 1 débite par l'intermédiaire d'un circuit de couplage 2 sur le circuit d'utilisation branché entre une borne indifférente 3 et une borne active 4, cette dernière étant connectée à un curseur 5 de réglage de la puissance par un condensateur de liaison 6 et un transformateur sélectif 7 disposé en amont et à proximité de la borne 3, la bobine primaire de ce transformateur est disposée dans un tube isolant servant de support à la bobine secondaire 8 qui forme un circuit accordé avec un condensateur ajustable 9.

La fréquence de travail de l'oscillateur étant de 500 KHz par exemple, le filtre constitué par le circuit oscillant 8-9 est accordé sur une fréquence de l'ordre de 50 MHz. Aux bornes de ce filtre est placé un détecteur comprenant une diode 10 et un circuit de charge 11 disposé à l'entrée d'un étage préamplificateur 12, à son tour chargé par un potentiomètre 13 de réglage de gain. Le signal capté sur ce dernier est appliqué à l'entrée d'un amplificateur de puissance 14 chargé, par l'intermédiaire d'un transformateur de sortie 15, par un haut-parleur 16. Le signal de sortie est également appliqué à l'entrée d'un circuit de mise en forme constitué par une bascule monostable à deux triodes 17-18 dont la seconde est normalement conductrice et chargée par un transformateur d'impulsions 20. L'enroulement secondaire de ce dernier shunté par une diode est connecté à l'entrée 21 d'une bascule bistable 22 à deux triodes 22A, 22B. Cette borne d'entrée 21 est également connectée par une résistance 23 au plot de repos R1 d'un inverseur P1 dont le contact mobile est relié à une source de polarisation négative (—V1).

L'inverseur P1 est commandé, en même temps qu'un second inverseur P2, par une pédale indiquée schématiquement en P. Il en résulte qu'en position de repos de cette pédale, c'est la première triode 22A du bistable 22 qui est normalement bloquée. La borne d'entrée 21 du bistable est également reliée enfin, en 24, par l'intermédiaire d'un condensateur de liaison 25 et d'un commutateur 26 à la sortie d'une bascule monostable MIN jouant le rôle de minuterie et sur laquelle on reviendra ci-après.

Les deux éléments 22A, 22B du bistable 22 sont respectivement chargés par un potentiomètre 28 et une résistance 29. Il est prévu, d'autre part, un pont de deux tubes 31, 32 en cascade entre la masse et une source (—V) de tension négative, avec une borne intermédiaire 30 à laquelle est connectée la grille de commande de l'oscillateur 1 par l'intermédiaire notamment d'une self de choc 33. La grille de commande du tube 31 est connectée par une résistance 35 à la sortie du second étage 22B du bistable 22, tandis que la borne 30 est reliée par une résistance 36 au curseur du potentiomètre 28. L'agencement est tel qu'à l'état de repos où 22A est bloqué et 22B conducteur, le tube 31 est pratiquement bloqué et la borne 30 portée à un potentiel suffisamment négatif pour bloquer le fonctionnement de l'oscillateur 1. A l'état inverse de travail par contre, le tube 31 étant fortement conducteur la borne 30 est pratiquement à la masse et l'oscillateur peut fonctionner normalement. La cascade de tubes 31-32 constitue donc pour l'oscillateur un pont de polarisation ou de verrouillage asservi au bistable 22.

Le second inverseur P2 de la pédale de commande commute l'armature chaude d'un condensateur 40; au repos (R2) ce condensateur est chargé sous une certaine tension positive captée au point B sur un pont de résistances 41, 42; au travail (T2) il est chargé sous une tension positive supérieure captée au point A, sur un pont 43, 44. La grille de commande de l'élément 22B du bistable 22 est également connectée aux points A et B par des condensateurs de liaison respectifs 45, 46. Il en résulte, en particulier, que le passage de P2 en position de travail (T2), provoque, par l'appel de courant à travers 45, une impulsion négative sur la grille de 22B, confirmant donc le basculement de 22 à son état de travail où 22B est bloqué; le retour de P2 au repos provoque inversement, par la décharge partielle de 40 à travers 46, une impulsion positive confirmant le retour de 22 à son état de repos.

La dernière partie du dispositif est la minuterie MIN constituée par la bascule monostable à deux triodes 50A, 50B dont la première, polarisée par le pont de résistances 51, 52 est normalement bloquée et dont le temps de réponse est déterminé par

la constante de temps du circuit de temporisation comprenant un condensateur 53 et un rhéostat 54; ce temps de réponse ou de basculement peut être rendu réglable au moyen du rhéostat 54 entre une et vingt secondes par exemple. La grille de la triode 50B normalement conductrice étant connectée par un condensateur de liaison 55 au point A, on voit que le passage de l'inverseur P2 en position de travail provoquera, du fait de l'appel de courant exercé par 40, à travers 55, sur la grille de 50B, le blocage de celui-ci, donc le déclenchement de la minuterie. Le rebascullement de celle-ci à son état de repos provoque d'autre part, une baisse de potentiel à sa sortie 27; si le commutateur 26 est fermé à droite sur la figure (position « MIN »), il en résulte l'envoi d'une impulsion négative sur l'entrée 21 du bistable 22 et, par conséquent le rebascullement de celui-ci à son état de repos ou une confirmation de cet état de repos.

La grille de la triode d'entrée 50A de la minuterie est de son côté connectée à travers le commutateur 26, dans la position de gauche de celui-ci (position « normale », marquée NOR) à la source de polarisation négative (— V1); il en résulte que lorsque ce commutateur est sur sa position « normale », la bascule de minuterie MIN est verrouillée dans son état de repos et reste inactive.

L'appareil est équipé enfin, de manière usuelle, d'un instrument indicateur de courant 60 branché sur le circuit de couplage 2 par l'intermédiaire d'un circuit approprié de redressement 61 et convenablement étalonné pour permettre un contrôle du courant haute fréquence absorbé par le circuit d'utilisation. Ce dernier comporte habituellement une électrode indifférente 63 et une électrode active 64 respectivement connectées par des câbles souples aux bornes de sortie 3 et 4.

La figure 2 montre schématiquement un mode typique d'utilisation de l'appareil décrit dans le cadre d'une intervention de neuro-chirurgie cérébrale, par exemple. Sur la façade 70 de l'appareil on reconnaît l'indicateur de courant 60, le haut-parleur 16, le bouton 5 de réglage de la puissance, le bouton 13 de réglage du gain de l'amplificateur 12-13, le commutateur 26 « normal-minuteur » et le cadran 51 de réglage du temps de fermeture de la minuterie. La pédale P est à la portée du praticien, à proximité du support du malade. A l'aide d'un dispositif approprié de localisation (casque) indiqué en 71 on a mis en place dans une région prédéterminée du cerveau l'électrode de coagulation 64 comportant de manière connue en soi (voir aussi fig. 3) une partie terminale métallique dénudée 72 en bout d'une partie électrique isolée 73.

L'obtention d'un coagulum 75 d'un volume donné dépend des paramètres suivants :

Forme et surface de la partie active 72 de l'électrode;

Intensité du courant (I);

Temps de passage de celui-ci (T).

L'intensité I du courant étant réglée à une valeur donnée par le bouton 5 de réglage de la puissance et ce courant établi par enfoncement de la pédale P, l'appareil offre, en ce qui concerne la détermination de la durée T d'application, les possibilités suivantes :

a. *Commande à volonté.* — Le courant peut être coupé à tout moment par simple relâchement de la pédale P; le retour de P1 au repos provoque par la polarisation — V1 le rebascullement forcé du bistable 22, donc l'arrêt de l'oscillateur;

b. *Commande par la minuterie.* — Le temps T peut être limité à une valeur prédéterminée par le rhéostat 54 gradué en secondes; la minuterie étant enclenchée par le passage en position de travail de l'inverseur P2, à l'expiration du temps fixé par le rhéostat 54, la minuterie rebasculle et provoque le retour au repos du bistable 22 par la connexion 24 à la condition que le commutateur 26 se trouve sur la position « minuterie »;

c. *Commande automatique.* — L'arrêt peut être déclenché automatiquement par les impulsions caractéristiques de la coagulation, lesquelles apparaissant en superposition avec le courant diathermique, sont déterminées par le circuit 8-9, détectées en 10-11, amplifiées en 12-14, rendues audibles par le haut-parleur 16, tandis que la bascule 17-18 les met en forme d'une impulsion capable de provoquer le rebascullement du bistable 22 et, par conséquent, le blocage de l'oscillateur.

On peut naturellement prévoir, si l'on désire, une élimination de l'arrêt automatique; il suffit de prévoir, par exemple, à cet effet un verrouillage de la bascule monostable 17-18.

La figure 4 montre l'allure des impulsions caractéristiques de la coagulation, telles qu'elles se présentent sur un enregistrement oscillographique développé de la tension captée par exemple aux bornes du potentiomètre 13. On a reproduit en a l'allure d'un oscillogramme relevé avec verrouillage de la commande automatique; le phénomène se déclenche à partir d'un certain instant t_0 par l'apparition d'une brusque impulsion initiale et se poursuit par l'émission d'une succession plus ou moins régulière d'impulsions de moindre amplitude. Dans le haut-parleur 16 ces impulsions donnent lieu à l'émission d'un bruit de parasite radioélectrique. Sur la même figure 4, on a indiqué en b l'allure du même enregistrement en cas d'intervention de l'arrêt automatique; on voit que l'arrêt est pratiquement provoqué par le front particulièrement raide de l'impulsion initiale, un simple claquement étant alors audible dans le haut-parleur.

Les figures 5 et 6 montrent l'allure de photographies obtenues en cours de coagulations expérimentales effectuées dans une masse de blanc d'œuf. La

figure 5 montre l'aspect d'un coagulum obtenu avec l'arrêt automatique en même temps qu'un oscillogramme selon la figure 4b; le contour du coagulum est parfaitement net et l'électrode 64 s'en détache sans aucune difficulté. Dans le cas de la figure 6 au contraire, l'application du courant a été maintenue pendant quelques secondes, avec blocage de l'arrêt automatique, après l'apparition des impulsions caractéristiques du début de la coagulation; les contours deviennent irréguliers, on constate une carbonisation du coagulum et un collage de celui-ci à l'électrode qui tend à l'entraîner lorsqu'on cherche à l'extraire.

L'arrêt automatique faisant l'objet de la présente invention, offre donc un moyen radical de suppression de tels inconvénients particulièrement graves d'une prolongation du temps de passage du courant diathermique au-delà de l'instant de coagulation.

Le contrôle audible par le haut-parleur 16 est évidemment utile puisqu'il permet au praticien de provoquer lui-même l'arrêt en cas de défaillance éventuelle de l'arrêt automatique pour une raison quelconque. L'expérience semble montrer par exemple que l'amplitude des impulsions de coagulation tend à diminuer lorsqu'on réduit la puissance appliquée; il est donc possible qu'au-dessous d'une certaine puissance, avec un réglage trop faible du gain de l'amplificateur 12-14, ou encore avec une capacité trop forte de l'électrode de coagulation, l'impulsion devienne trop faible pour déclencher la bascule 17-18. La présence du contrôle audible permet de pallier ce défaut éventuel.

L'observation de l'instrument indicateur 60 est également intéressante; le courant croît au début de la transformation subie par le tissu du fait de la baisse de résistivité des électrolytes; puis tend à décroître à l'approche de l'achèvement de la coagulation. Ces variations n'offrent cependant aucune indication précise de l'instant de maturation du coagulum.

L'invention n'est bien entendu pas limitée aux détails de la forme de réalisation choisie et représentée qui n'a été donnée qu'à titre d'exemple. On peut notamment envisager de manière connue en soi l'adaptation, aux bornes 3-4 de l'appareil décrit, d'un circuit d'utilisation comportant une paire d'électrodes bipolaires biactives, par l'intermédiaire d'un transformateur à haute fréquence; l'expérience montre que les impulsions de coagulation franchissent sans difficultés un tel transformateur. Par ailleurs, le verrouillage électronique comportant les tubes 31-32 peut être remplacé par un dispositif à relais électromécanique, ce qui peut naturellement conduire à une simplification de l'appareil; on peut

même se contenter du seul contrôle audible, le praticien assurant alors lui-même l'arrêt du courant, etc.

RÉSUMÉ

1° Appareil de diathermo-coagulation comportant, en combinaison avec un oscillateur y constituant de manière usuelle la source de courant diathermique, un moyen de blocage du fonctionnement dudit oscillateur, caractérisé par un ensemble de détection adapté à discriminer les impulsions de coagulation et à délivrer, en fonction de ces impulsions, un signal de déclenchement dudit moyen de blocage;

2° Un tel appareil remarquable, en outre, par les points suivants pris séparément ou en combinaisons :

a. L'appareil comportant de manière usuelle une borne active et une borne indifférente, l'ensemble de détection comporte un transformateur de couplage sélectif disposé en amont et à proximité immédiate de ladite borne active, un détecteur et un amplificateur, les impulsions détectées et amplifiées étant appliquées simultanément à un circuit de mise en forme et à un haut-parleur de contrôle audible;

b. Le transformateur de couplage sélectif forme un filtre adapté à passer une gamme de fréquences d'un ordre de grandeur supérieur à celui de la fréquence de travail de l'oscillateur;

c. L'oscillateur travaillant sur une fréquence de la gamme des ondes hectométriques, le transformateur de couplage sélectif est accordé sur une fréquence de la gamme des ondes métriques;

d. Le circuit de mise en forme comporte une bascule monostable et il est adapté à faire basculer une bascule bistable de commande de l'oscillateur;

e. L'oscillateur est asservi au bistable de commande par l'intermédiaire d'un pont de verrouillage à deux tubes amplificateurs en cascade;

f. Le bistable de commande comportant un état de repos où il provoque le blocage de l'oscillateur, un moyen de commande par pédale est prévu pour le basculement du bistable en l'état de travail, tandis que son retour audit état de repos peut être provoqué soit par relâchement de ladite pédale, soit par une impulsion provenant du circuit de mise en forme;

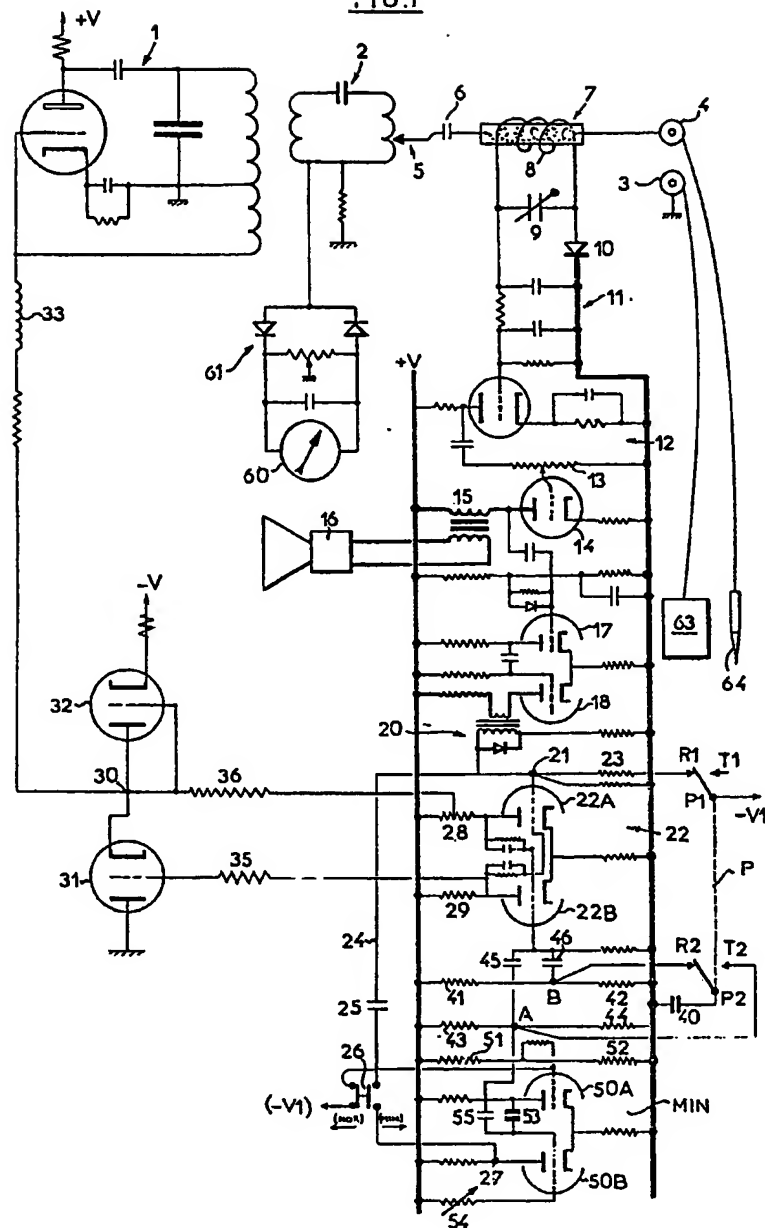
g. L'appareil est équipé en outre, d'une minuterie automatique adaptée à être enclenchée par la pédale de commande et à délivrer au bout d'un temps réglable une impulsion de remise au repos du bistable de commande.

ALEXANDRE FUKS

Par procuration :

Cabinet J. BONNET-THIRION

FIG. 1



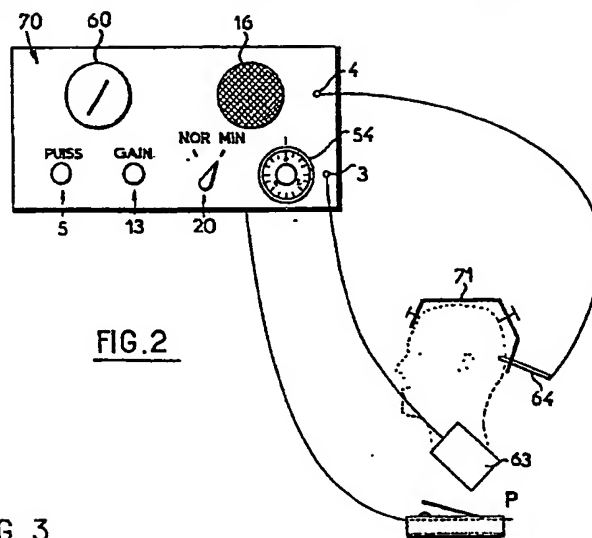


FIG. 2

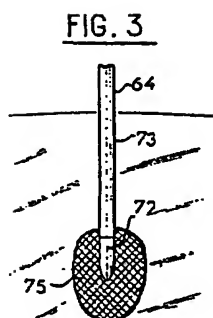


FIG. 3

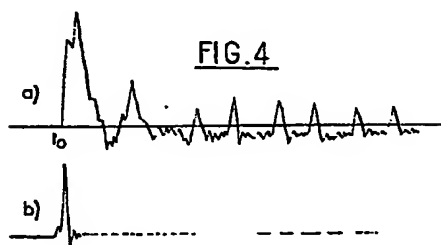


FIG. 4

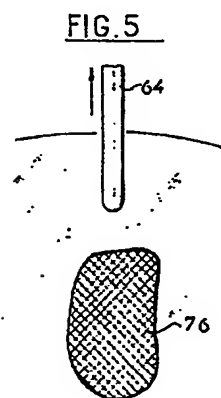


FIG. 5

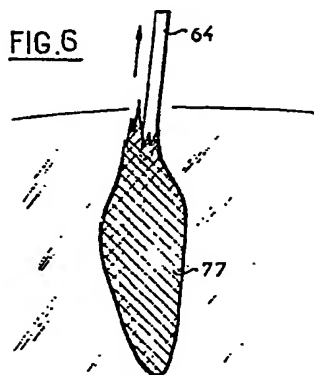


FIG. 6